



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

PHDE 030264

PCT/1804/51207

Bescheinigung

Certificate

Attestation

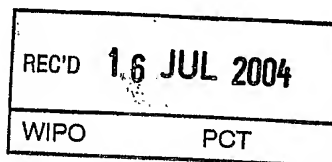
Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03102292.4



PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk



Anmeldung Nr:
Application no.: 03102292.4
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 25.07.03
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards
GmbH
Steindamm 94
20099 Hamburg
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se referer à la description.)

Mittel zur Durchführung von Messungen in einem Gefäss

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed /Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

A61B5/026

Am Anmeldetag benannte Vertragstaaten/Contracting states designated at date of
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LI LU MC
NL PT RO SE SI SK TR

BESCHREIBUNG

Mittel zur Durchführung von Messungen in einem Gefäß

Die Erfindung betrifft verschiedene Mittel für die Durchführung von Messungen in einem Gefäß oder einer anderen Umgebung. Insbesondere betrifft sie eine Vorrichtung und ein Verfahren
 5 zur Strömungsmessung in einem Fluid, eine Einrichtung für invasive Eingriffe mit einem Katheter sowie ein Verfahren zur Erfassung der Lage einer Gefäßwand.

Im Rahmen der minimalinvasiven Chirurgie ist es erforderlich, Messungen und Eingriffe unterschiedlicher Art mit Hilfe eines Katheters in einem Gefäßsystem auszuführen. In diesem
 10 Zusammenhang ist insbesondere die Analyse des intraluminalen (Blut-)Flusses in einem Gefäß von großer diagnostischer Bedeutung. Bei Behandlungen der Herzkranzgefäße könnte eine Messung des Blutflusses mit hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung wichtige Informationen über die Funktionsfähigkeit der Kranzgefäße liefern und zudem auf potentielle Risiken für eine Bildung von Ablagerungen hinweisen. In Verbindung mit rein anatomisch abbildenden Modali-
 15 tätäten wie beispielsweise einer Computertomografie kann eine Strömungsvermessung wichtige Zusatzinformationen liefern und helfen, Fehlinterpretationen aufgrund von Artefakten oder mehrdeutigen Informationen zu verhindern. Zum Beispiel kann eine Flussmessung nach Abschluss einer Percutanen Transluminalen Coronarangioplastie (PTCA) den Erfolg der Platzierung eines Stents am Ort einer Stenose kontrollierbar machen.

20

Bekannte Verfahren zur Bestimmung der Blutströmung beruhen unter anderem auf der Messung der Dopplerverschiebung, welche bei Reflexion einer Ultraschallwelle oder eines Laserlichtimpulses an einem bewegten Partikel auftritt. Die räumliche Auflösung derartiger Verfahren ist jedoch verhältnismäßig gering, und in der Regel können sie nicht mehrere
 25 Komponenten der Fließgeschwindigkeit gleichzeitig erfassen. Ferner ist aus der Literatur (D. Lipsch, A. Poll, G. Pflugbeil: "In vitro laser anemometry blood flow systems", Proceedings of the Society of Photo-Optical Instrumentation, Vol. 2052, S. 163-178, 1993) die Anwendung

der sogenannten "Phasen-Doppler-Anemometrie" für die Bestimmung der Blutströmung bekannt, wobei dieses Verfahren jedoch als für in vivo Messungen ungeeignet angesehen wird.

- 5 Wie bereits erwähnt kann die Partikelmesseinheit prinzipiell auf jedem für die Bestimmung der Bewegung von Partikeln geeigneten Messprinzip beruhen. Vorzugsweise ist die Partikelmesseinheit diesbezüglich dazu eingerichtet, Partikelbewegung mit Hilfe einer Phasen-Doppler-Anemometrie und/oder einer Dopplerverschiebung zu messen. Für die bekannten Einheiten dieser Messverfahren wird auf die einschlägige Literatur verwiesen (zum Beispiel W.D. Bachalo, M.I. Houser: "Phase-Doppler-Spray Analyzer for simultaneous measurements of drop size and velocity distributions, Opt. Engineering 23, S. 583-590). Für eine Phasen-Doppler-Anemometrie benötigt dabei eine Partikelmesseinheit zum Beispiel mindestens eine (Laser-) Lichtquelle, eine Fokussierungsoptik zur interferierenden Überlagerung von zwei Strahlen der Lichtquelle in einem Fokusbereich, eine Messeinrichtung zur Erfassung des im dem Fokusbereich an Partikeln gestreuten Lichts sowie eine Einheit zur Analyse und Auswertung von Intensitätsschwankungen des gemessenen Streulichts.

- Gemäß einer anderen Ausgestaltung kann die Partikelmesseinheit dazu eingerichtet sein, die Partikelbewegung aus der Erfassung von Licht zu bestimmen, welches von den bewegten Partikeln emittiert wird. Lichtemittierende Partikel können beispielsweise mit einer herkömmlichen Abbildungsoptik beobachtet werden, so dass ihre Bewegung mit üblichen Verfahren der Bildanalyse untersucht werden kann. Eine derartige Partikelmesseinheit würde es ermöglichen, den Effekt der Sonolumineszenz von Kavitationsblasen, das heißt der durch Kavitation induzierten Lichtemission, auszunutzen.

25

Die Erfindung betrifft ferner eine Einrichtung für invasive Eingriffe diagnostischer und/oder therapeutischer Art, welche einen Katheter enthält. Der Katheter weist dabei eine an der Katheterspitze, welche in das Gefäßsystem eines Patienten einzuführen ist, angeordnete Optikeinheit auf. Die Optikeinheit ist dazu eingerichtet, Licht selektiv aus einem außerhalb des

Katheters liegenden Fokusbereich zu empfangen und/oder umgekehrt Licht in den Fokusbereich hinein zu bündeln. Weiterhin ist die Optikeinheit so ausgestaltet, dass die radiale Lage des Fokusbereiches relativ zum Katheter extern verstellt werden kann. Die Angabe "radial" bezieht sich dabei auf die Längs-Achse des Katheters.

5

Bei der beschriebenen Einrichtung ist es einem Anwender des Katheters möglich, während eines invasiven Eingriffs von außen die Lage des Fokusbereiches der Optikeinheit ohne eine Bewegung des Katheters zu verändern. Dabei kann der Fokusbereich insbesondere ein Gefäß, in welchem sich die Katheterspitze befindet, in radialer Richtung kontinuierlich durch-

10 wanden, so dass gezielt an verschiedenen räumlichen Positionen im Gefäß Messungen und/oder Manipulationen im Fokusbereich ausgeführt werden können. Verschiedene Anwendungen dieser Möglichkeit werden nachfolgend in Verbindung mit Weiterbildungen der Einrichtung erläutert.

- 15 Gemäß einer ersten Weiterbildung der Einrichtung ist die Optikeinheit relativ zum Katheter um die Katheterachse rotierbar ausgebildet. Durch eine Drehung der Optikeinheit kann daher der Fokusbereich um die Katheterspitze rotiert werden, um Messungen und/oder Manipulationen an verschiedenen Orten zu ermöglichen. Durch eine Kombination der radialen und der rotatorischen Verschiebung des Fokusbereiches ist es ferner möglich, z.B. auf einer spiralförmigen
- 20 Bahn eine Schnittfläche durch ein Gefäß abzutasten.

- Gemäß einer anderen Weiterbildung der Einrichtung enthält der Katheter ein Bündel mit mindestens einem Lichtwellenleiter, welches die optische Einheit mit dem (definitionsgemäß außerhalb des Körpers verbleibenden) Katheteranfang verbindet. Über die Lichtwellenleiter kann
- 25 Licht von außen zur optischen Einheit geleitet und hiervon in den Fokusbereich gebündelt werden. Umgekehrt kann selektiv (nur) das aus dem Fokusbereich über die optische Einheit empfangene Licht zu den Lichtwellenleitern und von diesen nach außen geführt werden. Dies ermöglicht es, Lichtquellen bzw. Geräte zur Lichtanalyse außerhalb des Körpers anzuordnen. Weiterhin stellt das Bündel der Lichtwellenleiter gleichzeitig eine mechanische Verbindung der

optischen Einheit zum Außenbereich her, so dass zum Beispiel über eine axiale und/oder rotatorische Bewegung der Lichtwellenleiter relativ zum Katheter eine Einstellung der optischen Einheit vorgenommen werden kann.

- 5 Gemäß einer bevorzugten Ausgestaltung der Einrichtung weist diese eine Abtasteinheit auf, welche dazu eingerichtet ist, die Lage des Fokusbereiches durch eine entsprechende Einstellung der optischen Einheit systematisch zu variieren und weiterhin Licht, das von der optischen Einheit aus dem jeweils aktuellen Fokusbereich aufgenommen wurde, in Bezug auf charakteristische Eigenschaften des Fokusbereiches zu analysieren. Mit Hilfe der Abtasteinheit, die insbesondere eine Datenverarbeitungseinrichtung zur Steuerung und Auswertung
10 enthalten kann, kann daher der Raum um die optische Einheit herum systematisch abgetastet werden, wobei mit hoher räumlicher Auflösung jeweils Informationen aus dem Fokusbereich der optischen Einheit gewonnen werden. Dies ermöglicht beispielsweise eine strukturelle Analyse des Gefäßlumens, wobei insbesondere die Lage der Gefäßwand aufgrund der dort auftretenden qualitativen Änderung des aus dem Fokusbereich aufgenommenen Lichtes ermittelt
15 werden kann. Weiterhin kann das vom Fokusbereich kommende Licht auch Rückschlüsse auf die molekulare Zusammensetzung des Fokusbereiches liefern, zum Beispiel wenn es sich um Fluoreszenzlicht mit einer substanzspezifischen Wellenlänge handelt. Die Abtasteinheit ermöglicht somit auch eine räumlich aufgelöste molekulare Analyse eines Gefäßlumens. In Kombination mit der strukturellen Analyse kann dabei insbesondere die Wirkung eines Medikamentes
20 an der Gefäßwand überprüft werden.

- Vorzugsweise umfasst die Einrichtung ein Spektrometer, mit welchem sich aus dem Fokusbereich der optischen Einheit aufgenommenes Licht spektral analysieren lässt. Dem Spektrum
25 können dabei z.B. wichtige Informationen über die materielle Zusammensetzung und/oder über Bewegungsvorgänge (Dopplerverschiebung) im Fokusbereich entnommen werden.

Gemäß einer anderen Ausgestaltung enthält die Einrichtung eine Partikelmesseinheit, welche dazu eingerichtet ist, über die optische Einheit im Fokusbereich ein moduliertes Lichtfeld für

eine Phasen-Doppler-Anemometrie zu erzeugen. Durch die veränderliche Lage des Fokusbereiches ist es dann möglich, die Strömungsverhältnisse an verschiedenen Punkten im Gefäß mit hoher räumlicher Auflösung zu messen.

- 5 Bei einer anderen Weiterbildung der Einrichtung enthält diese eine Aktivierungseinheit, die dazu eingerichtet ist, über die optische Einheit Licht in deren Fokusbereich einzustrahlen, um Prozesse durch eine Wechselwirkung des Lichtes mit der im Fokusbereich befindlichen Materie auszulösen. Beispielsweise kann das Licht der Aktivierungseinheit Medikamente in bestimmten Zonen des Gefäßes (insbesondere an der Gefäßwand) gezielt aktivieren.
- 10 Ferner kann die Aktivierungseinheit eine Laserquelle für "Kavitationslicht" enthalten, welche dazu eingerichtet ist, Kavitationsblasen im Fokusbereich der optischen Einheit zu erzeugen. Wie bereits erläutert wurde, können die mit der Laserquelle erzeugten Kavitationsblasen als Partikel zur Bestimmung der Strömungsverhältnisse im Gefäß verwendet werden. Vorzugs-
- 15 weise wird dabei eine Partikelmesseinheit der oben beschriebenen Art verwendet, welche auf einer Phasen-Doppler-Anemometrie beruht, da in diesem Falle die optische Einheit gleichzeitig für die Einleitung des Kavitationslichtes in den Fokusbereich als auch für die Phasen-Doppler-Anemometrie verwendet werden kann. Um eine Schädigung des Gewebes durch das verhältnismäßig leistungsstarke Kavitationslicht zu vermeiden, wird vorzugsweise eine automatische
- 20 Unterdrückung des Kavitationslichtes vorgesehen, wenn der Fokusbereich das Lumen eines Gefäßes verlässt und die Gefäßwand berührt oder überschreitet. Diese Bedingung kann beispielsweise mit einer Abtasteinheit der oben erläuterten Art überwacht werden.

- Die Erfindung betrifft des Weiteren ein Verfahren zur Strömungsmessung in einem Fluid,
- 25 wobei im Fluid Kavitationsblasen erzeugt werden und die Bewegung der Kavitationsblasen beobachtet wird.

Ferner betrifft die Erfindung ein Verfahren zur Erfassung der Lage einer Gefäßwand, wobei Licht aus einem im Gefäß kontinuierlich verschobenen Fokusbereich aufgenommen und eine qualitative Änderung des aufgenommenen Lichtes detektiert wird.

- 5 Die beiden genannten Verfahren betreffen in allgemeiner Form die mit einer Vorrichtung zur Strömungsmessung bzw. einer Einrichtung für invasive Eingriffe der oben erläuterten Art ausführbaren Schritte. Für eine Erläuterung der Einzelheiten, Vorteile und Weiterbildungen der Verfahren wird daher auf die obige Beschreibung verwiesen. So kann im Rahmen des Verfah-
- 10 Kavitationsblasen verwendet werden. Die Beobachtung der Kavitationsblasen kann insbesondere mit Hilfe der Sonolumineszenz, der Phasen-Doppler-Anemometrie und/oder der Dopplerverschiebung erfolgen. Das Verfahren zur Erfassung der Lage einer Gefäßwand kann dazu verwendet werden, den Querschnitt und, bei Ausführung an mehreren axialen Positionen, die räumliche Konfiguration eines Gefäßabschnittes zu vermessen. Ferner können ausgehend
- 15 von dem Verfahren auch gezielte Manipulationen wie beispielsweise die Aktivierung von Medikamenten an der Gefäßwand gesteuert werden.

Im Folgenden wird die Erfindung mit Hilfe der Figur beispielhaft erläutert. Die einzige Figur zeigt schematisch eine erfindungsgemäße Einrichtung zur Strömungsvermessung mit Hilfe eines

20 Katheters.

Im linken Teil der Figur sind die außerhalb des Körpers am Anfang eines Katheters 16 angeschlossenen Einrichtungen dargestellt, während der rechte Teil der Figur den Bereich der Katheterspitze darstellt, die sich in einem Gefäß mit der Gefäßwand 1 befindet. Die Dar-

25 stellung ist dabei stark schematisch und insbesondere nicht maßstäblich.

Der Katheter 16 enthält in seinem Inneren ein Bündel 15 von Lichtleitern bzw. optischen Fasern, welches an seinem in der Katheterspitze liegenden Ende durch eine erste Linse 14 abgeschlossen ist. Das genannte Ende des Faserbündels 15 mit der ersten Linse 14 ist axial

verschiebebeweglich (Doppelpfeil A) im zylindrischen Gehäuse 12 einer optischen Einheit 10 angeordnet. Weiterhin befindet sich in dem genannten Gehäuse 12 ein schräg zur Katheterachse stehender Spiegel 13, welcher aus dem Faserbündel 15 durch die Linse 14 austretendes Licht zur Seite (das heißt radial in Bezug auf die Katheterachse) reflektiert. Eine in der
5 Umfangswand des Gehäuses 12 angeordnete zweite Linse 11 fokussiert das vom Spiegel 13 kommende Licht in einen Fokusbereich 2, welcher außerhalb des Katheters 16 im Lumen des Gefäßes liegt und bei dem es sich um ein kleines räumliches Volumen von typischerweise 10 bis 50 µm Durchmesser handelt. Der beschriebene Lichtweg ist selbstverständlich umkehrbar, so dass durch Streuung, Emission oder sonstige Prozesse im Fokusbereich 2
10 erzeugtes Licht von der optischen Einheit 10 aufgenommen und in das Faserbündel 15 geleitet wird.

Wie bereits erwähnt wurde, ist das Faserbündel 15 relativ zum Gehäuse 12 der optischen Einheit 10 axial verschiebebeweglich. Durch eine solche Verschiebebewegung (Doppel-
15 pfeil A) kann die Position des Fokusbereiches 2 gezielt radial verlagert werden (Doppelpfeil A').

Des Weiteren sind das Gehäuse 12 der optischen Einheit 10 und das Faserbündel 15 relativ zum Katheter 16 um dessen Achse drehbar gelagert, wobei das Gehäuse 12 und das
20 Faserbündel 15 verdrehsicher miteinander gekoppelt sind. Durch eine von außen aufgeprägte Rotation des Faserbündels 15 nimmt dieses somit das Gehäuse 12 mit, wodurch der Fokusbereich 2 nach Belieben um die Katheterachse rotiert werden kann (Pfeil R).

Durch eine kombinierte axiale Bewegung (A) und rotatorische Bewegung (R) des Faser-
25 bündels 15 kann der Fokusbereich 2 auf einer Spiralbahn eine durch das Gefäß verlaufende Querschnittsebene abtasten. Durch einen axialen Vorschub des gesamten Katheters 16 kann die Querschnittsfläche dabei beliebig entlang der Achse des Gefäßes positioniert werden, so dass im Ergebnis eine dreidimensionale Abtastung des Gefäßes durch den Fokusbereich 2

möglich ist. Im Fokusbereich 2 stattfindende Manipulationen und/oder Messungen können somit orts aufgelöst an jeder Position des Gefäßes vorgenommen werden.

Eine mögliche Anwendung der vorstehend beschriebenen Anordnung ist die Messung der Strömungsverhältnisse im Blutgefäß. Die Messung der Strömung erfolgt dabei über die Beobachtung von Kavitationsblasen 3, welche entsprechend der lokalen Strömungsgeschwindigkeit bewegt werden. Die Kavitationsblasen 3 werden von "Kavitationslicht" λ_K eines Hochleistungslasers 30 erzeugt, welcher außerhalb des Körpers angeordnet ist und dessen Kavitationslicht λ_K über das optische Faserbündel 15, die erste Linse 14, den Spiegel 13 und die zweite Linse 11 in den Fokusbereich 2 gebündelt wird. Im Fokusbereich erzeugt das Kavitationslicht dann durch Flüssigkeitsverdampfung Hohlräume (Kavitationsbläschen 3), wobei für die detaillierte Beschreibung der zugrunde liegenden Prozesse auf die einschlägige Literatur verwiesen wird (zum Beispiel I. Akhatov, O. Lindau, A. Topolnikov, R. Mettin, N. Vakhitova, N., W. Lauterborn: "Collapse and Rebound of a Laser-Induced Caviation bubble", 2001, Physica of Fluids 13(10), S. 2805-2819).

Die Kavitationsblasen werden im Wesentlichen im Zentrum des Fokusbereiches 2 erzeugt und anschließend von der Strömung des Blutes konvektiv mitgetragen. Diese Bewegung wird bei der dargestellten Einrichtung mit einer Partikelmesseinheit beobachtet, welche auf den Prinzipien der Phasen-Doppler-Anemometrie (PDA) und der Dopplerverschiebung beruht, um die Geschwindigkeitskomponenten in allen drei Raumrichtungen x, y und z zu erfassen. Für die PDA wird im Fokusbereich 2 ein stationäres Lichtfeld mit regelmäßigen räumlichen Amplitudenmodulationen erzeugt. Dies geschieht über die Interferenz zweier Laserlichtstrahlen der Wellenlänge λ_1 , die von einer Laserquelle 23 erzeugt und über das Faserbündel 15, die erste Linse 14, den Spiegel 13 und die zweite Linse 11 unter verschiedenen Winkeln in den Fokusbereich 2 gebündelt werden. Im Fokusbereich 2 kommt es dann zu einer Interferenz der beiden Strahlen, die zu den gewünschten Intensitätsmodulationen in einer Raumrichtung (z.B. x) führt. In ähnlicher Weise wird das Licht eines zweiten Lasers (nicht dargestellt) mit einer anderen Wellenlänge λ_2 im Fokusbereich zur Selbstinterferenz gebracht, wobei jedoch die

resultierende Variation in einer anderen Raumrichtung (z.B. y) erfolgt. Im Prinzip könnten weitere Raumrichtungen durch eine entsprechende Überlagerung von weiteren Laserstrahlen mit anderen Wellenlängen messtechnisch erfasst werden.

- 5 Wenn sich ein Teilchen wie beispielsweise eine Kavitationsblase 3 durch den Fokusbereich 2 bewegt, streut bzw. reflektiert es dabei das Licht des stationären Lichtfeldes. So entstandenes Streulicht wird von der optischen Einheit 10 auf dem umgekehrten optischen Weg, d.h. durch die zweite Linse 11, den Spiegel 13, die erste Linse 14 und das optische Faserbündel 15 zu den Einrichtungen 20 außerhalb des Körpers geleitet. Dort wird von einem Modul 22, welches unter anderem Photomultiplier (Sekundärelektronenvervielfacher) enthält, der Verlauf der
- 10 Intensität I des rückgestreuten Lichtes über der Zeit t aufgezeichnet. Wenn sich ein Teilchen durch den Fokusbereich 2 mit einer bestimmten Geschwindigkeit (v_x , v_y , v_z) bewegt und dabei nacheinander die Intensitätsmaxima und -minima des stehenden Lichtfeldes durchläuft, äußert sich dies in der gemessenen Intensität I des Streulichtes durch periodische Schwankungen.
- 15 Aus dem Abstand dieser Schwankungen kann auf die Bewegungsgeschwindigkeit des Teilchens in Richtung der Modulationen des stehenden Lichtfeldes geschlossen werden. Da eine derartige Analyse für die beiden Wellenlängen λ_1 und λ_2 unabhängig durchgeführt werden kann, lassen sich hiermit die Geschwindigkeitskomponenten v_x , v_y eines durch den Fokusbereich 2 bewegten Kavitationsbläschen 3 bestimmen. Alternativ könnte die Bewegung der
- 20 Kavitationsbläschen 3 auch (ohne zusätzliche Laser) auf der Basis der Sonolumineszenz erfolgen.

Die Wellenlängen λ_K , λ_1 und λ_2 der beteiligten Laser sollten einerseits hinreichend unterschiedlich sein, um sie spektral unterscheiden und nötigenfalls separieren zu können.

- 25 Andererseits sollten sie jedoch nicht so groß sein, dass chromatische Effekte der Optik störend werden. Durch geeignete Spektralfilter in den Einrichtungen außerhalb des Körpers sollte verhindert werden, dass es zwischen den Lichtstrahlen verschiedener Ursprünge zu einem Übersprechen kommt. Ferner kann eine Anpassung an die Brechungsindizes des

Serums und der Blutpartikel vorgenommen werden, falls die Messungen durch eine große Streurate gestört werden.

5 Eine Messung der radialen bzw. z-Komponente der Bewegung eines Kavitationsbläschens 3 erfolgt bei der dargestellten Vorrichtung mit Hilfe der Dopplerverschiebung. Dazu wird in einem Dopplerverschiebungs-Modul 21 mit einem Frequenzanalysator die Differenz zwischen der Wellenlänge des eingestrahnten Lichtes (λ_1 oder λ_2) mit der Wellenlänge des elastisch rückgestreuten (reflektierten) Lichtes verglichen, wobei nach dem Dopplerprinzip aus dem Wellenlängenunterschied $\Delta\lambda$ auf die gesuchte Geschwindigkeitskomponente v_z rückge-
10 schlossen werden kann.

Wie bereits erwähnt wurde, kann der Fokusbereich 2 systematisch im Lumen des Gefäßes verschoben werden, um dieses zu scannen. Wenn der Fokusbereich 2 dabei die Gefäßwand 1 erreicht (oder andere Strukturen mit geänderten Materialeigenschaften), kommt es zu einer
15 plötzlichen und signifikanten Änderung des rückgestreuten Lichtes. Insbesondere kann durch die Reflexion an der Gefäßwand 1 die Intensität des rückgestreuten Lichtes zunehmen. Ferner können Fluoreszenzprozesse in der Gefäßwand angeregt werden, die zum Auftreten von Fluoreszenzlicht charakteristischer Wellenlängen führen. Aufgrund der beschriebenen Änderungen kann die Auswerteeinrichtung 20 außerhalb des Körpers detektieren, wann der Fokusbe-
20 reich 2 die Gefäßwand 1 erreicht. Diese Information kann dann für verschiedene Zwecke ausgewertet werden, und zwar insbesondere:

- Eine Vermessung des Gefäßquerschnittes bzw. allgemein der Gefäßstruktur, wobei keine Beschränkungen hinsichtlich der Form des Gefäßes bestehen.
- Eine automatische Abschaltung des Kavitationslicht-Lasers 30, um eine Schädigung
25 des Gewebes in und hinter der Gefäßwand 1 durch das leistungsstarke Kavitationslicht zu verhindern. Wenn der Fokusbereich 2 nach Fortsetzung seiner Abtastbewegung wieder in das Innere des Gefäßlumens eintritt, kann die Kavitationslicht-Laserquelle 30 wieder eingeschaltet werden.

- Die gezielte Auslösung von Prozessen bzw. Durchführung von Messungen an der Gefäßwand 1. Beispielsweise ist die Kenntnis der Strömungsverhältnisse in der Nähe der Gefäßwand für die Einschätzung des Risikos einer Ablagerungsbildung besonders wichtig. Weiterhin kann eine bekannte Lage des Fokusbereiches 2 an der Gefäßwand
5 dazu ausgenutzt werden, dort gezielt (laserinduziert) eine lokale Aktivierung von Medikamenten vorzunehmen.

Wenn das Berühren der Gefäßwand 1 durch den Fokusbereich 2 durch auftretendes Fluoreszenzlicht festgestellt werden soll, sollte in der Analyseeinrichtung 20 ein Spektrometer
10 vorgesehen sein. Dabei kann die im Spektrum enthaltene Information auch ganz allgemein für eine chemische bzw. molekulare, räumlich aufgelöste Analyse des Gefäßlumens sowie des umgebenden Gewebes genutzt werden. Beispielsweise kann die Konzentration bestimmter
Medikamente anhand des hierfür charakteristischen Fluoreszenzlichtes räumlich aufgelöst
nachgewiesen werden. Eine chemische Charakterisierung des Gewebes kann ferner auch für
15 eine Untersuchung von Ablagerungen oder für eine Abbildung des Darmgewebes verwendet werden.

PATENTANSPRÜCHE

1. Vorrichtung zur Strömungsmessung in einem Fluid, enthaltend:

- a) eine Kavitationseinheit (10, 30) zur Erzeugung von Kavitationsblasen (3) in dem Fluid;
- b) eine Partikelmesseinheit (10, 20) zur Erfassung der Bewegung von mit der Kavitationseinheit erzeugten Kavitationsblasen (3).

5

2. Vorrichtung nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Kavitationseinheit eine Kavitationslicht-Laserquelle (30) und/oder eine Ultraschallquelle umfasst.

10

3. Vorrichtung nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Partikelmesseinheit (10, 20) dazu eingerichtet ist, Partikelbewegung mit Hilfe einer Phasen-Doppler-Anemometrie (22) und/oder einer Dopplerverschiebung (21) zu messen.

15

4. Vorrichtung nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Partikelmesseinheit dazu eingerichtet ist, Partikelbewegung aus von den Partikeln (3) emittiertem Licht zu ermitteln.

20

5. Einrichtung für invasive Eingriffe, enthaltend einen Katheter (16) mit einer an der Katheterspitze angeordneten Optikeinheit (10), die Licht selektiv aus einem außerhalb des Katheters liegenden Fokusbereich (2) empfangen und/oder in den Fokusbereich (2) bündeln
5 kann, wobei die radiale Lage des Fokusbereiches (2) extern eingestellt werden kann.

6. Einrichtung nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Optikeinheit (10) relativ zum Katheter (16) um die Katheterachse rotierbar ist.
10

7. Einrichtung nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet,
dass der Katheter (16) ein Bündel (15) von Lichtwellenleitern enthält, welches die Optikeinheit (10) mit dem Katheteranfang verbindet.
15

8. Einrichtung nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet,
dass sie eine Abtasteinheit (20) enthält, welche dazu eingerichtet ist, die Lage des Fokusbereiches (2) systematisch zu variieren und von der Optikeinheit (10) aus dem jeweiligen
20 Fokusbereich (2) aufgenommenes Licht in Bezug auf charakteristische Eigenschaften des Fokusbereiches zu analysieren.

9. Einrichtung nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet,
25 dass sie ein Spektrometer zur Spektralanalyse von aus dem Fokusbereich (2) aufgenommenem Licht enthält.

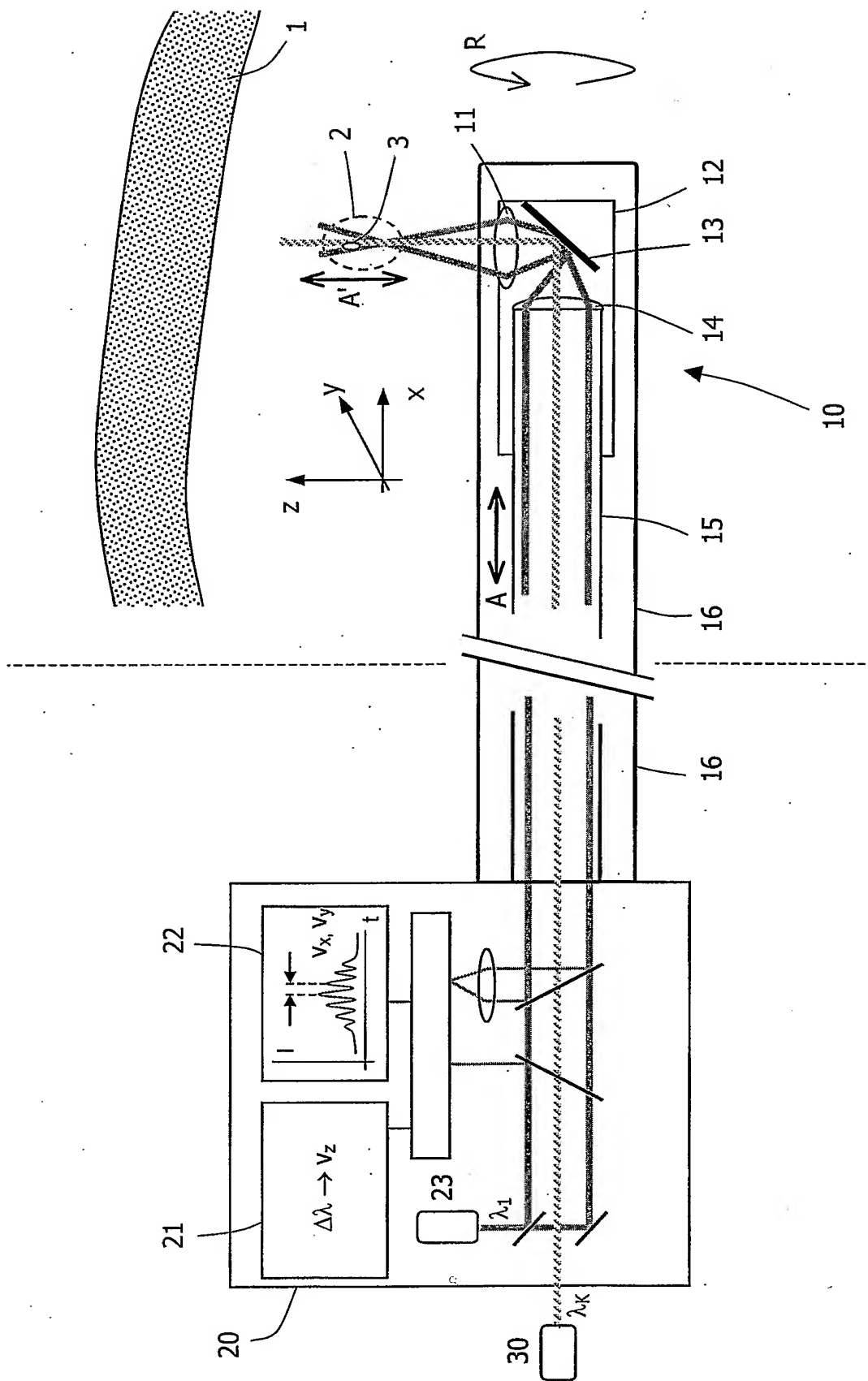
10. Einrichtung nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet,
dass sie eine Partikelmesseinheit (20) enthält, welche dazu eingerichtet ist, über die
Optikeinheit (10) im Fokusbereich (2) ein moduliertes Lichtfeld für eine Phasen-Doppler-
5 Anemometrie zu erzeugen.
11. Einrichtung nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet,
dass sie eine Aktivierungseinheit enthält, welche dazu eingerichtet ist, Licht über die
10 Optikeinheit (10) in den Fokusbereich (2) einzustrahlen, um dort lokale Prozesse durch
Wechselwirkung mit der Materie auszulösen.
12. Einrichtung nach Anspruch 11,
dadurch gekennzeichnet,
15 dass die Aktivierungseinheit (20) eine Kavitationslicht-Laserquelle (30) enthält und dazu
eingerichtet ist, Kavitationsblasen (3) im Fokusbereich (2) zu erzeugen.
13. Verfahren zur Strömungsmessung in einem Fluid, wobei im Fluid Kavitationsblasen (3)
erzeugt werden und die Bewegung der Kavitationsblasen (3) beobachtet wird.
20
14. Verfahren zur Erfassung der Lage einer Gefäßwand (1), wobei Licht aus einem im Gefäß
kontinuierlich verschobenen Fokusbereich (2) aufgenommen und eine qualitative Änderung
des aufgenommenen Lichtes detektiert wird.
25

ZUSAMMENFASSUNG

Mittel zur Durchführung von Messungen in einem Gefäß

Die Erfindung betrifft eine Einrichtung, welche insbesondere zur Messung der Strömungsverhältnisse in einem Blutgefäß verwendet werden kann. Die Einrichtung umfasst einen

- 5 Katheter (16) mit einem Bündel (15) von Lichtwellenleitern, das Steuer- und Messeinrichtungen (20) außerhalb des Körpers mit einer Optikeinheit (10) an der Katheterspitze verbindet. Das von einer Kavitationslicht-Laserquelle (30) erzeugte Licht (λ_K) wird über den Katheter (16) und die Optikeinheit (10) in einem Fokusbereich (2) im Gefäßlumen gebündelt, wo es Kavitationsblasen (3) erzeugt. Die Bewegung der Kavitations-
- 10 blasen (3) mit dem Blutstrom wird von einer Partikelmesseinheit (20) erfasst, die zum Beispiel auf der Phasen-Doppler-Anemometrie und/oder der Dopplerverschiebung beruht. Durch entsprechende Ausgestaltung der Optikeinheit (10) kann der Fokusbereich (2) radial und rotatorisch innerhalb des Gefäßes beliebig verschoben werden, so dass ein Gefäßquerschnitt räumlich aufgelöst abgetastet werden kann. Ferner ist eine Spektralanalyse des aus dem
- 15 Fokusbereich (2) kommenden Lichtes möglich, um zum Beispiel die chemische Zusammensetzung in diesem Bereich zu analysieren. Das Erreichen der Gefäßwand (1) durch den bewegten Fokusbereich (2) kann detektiert und zu einer Gefäßvermessung und/oder einer Abschaltung des Kavitationslicht-Lasers (30) verwendet werden.



PCT/IB2004/051207

